

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-223400

(43)Date of publication of application : 21.08.1998

(51)Int.Cl.

H05H 13/04

A61N 5/10

G21K 5/04

(21)Application number : 09-033106

(71)Applicant : KAWASAKI HEAVY IND LTD

(22)Date of filing : 31.01.1997

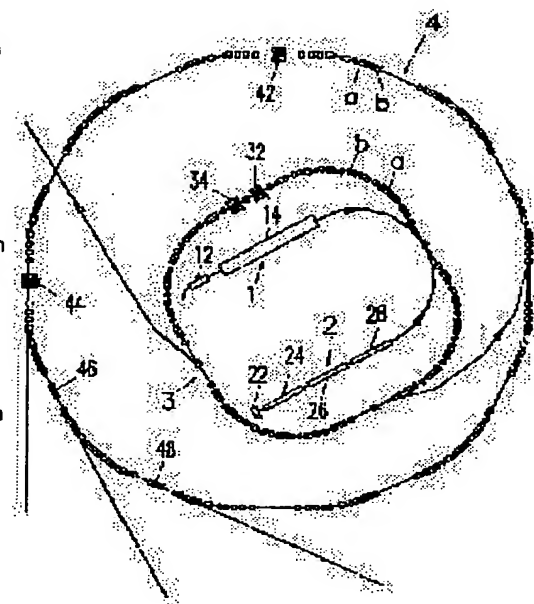
(72)Inventor : YOKOYAMA MINORU  
KAWAI MASAYUKI  
KORCHGANOV VLADIMIR

## (54) PARTICLE ACCELERATOR FOR MEDICAL USE

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To simultaneously conduct angiocardiology diagnosis and proton radiation treatment by installing a small-size medical particle accelerator capable of radiation of radiation light and proton line, particularly in medical field, and to provide an operation method appropriate for a medical particle accelerator.

**SOLUTION:** This accelerator is constituted of a proton linear accelerator 1, an electron linear accelerator 2, a synchrotron 3 and an electron storage ring 4. The synchrotron 3 is provided with a proton acceleration cavity 34 and an electron acceleration cavity 32 in orbit. The acceleration and ejection of protons injected from the proton linear accelerator 1 are carried out to enable proton irradiation on a patient. The acceleration of electrons injected from the electron linear accelerator 2 is carried out to accumulate electrons injected from the synchrotron 3 and to generate radiation light for angiocardiology diagnosis. In addition, the proton linear accelerator 1, the electron linear accelerator 2 and the synchrotron 3 are disposed inside of the electron storage ring 4.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

08.01.1999

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

04.01.2001

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-223400

(43) 公開日 平成10年(1998) 8月21日

(51) Int.Cl.<sup>9</sup>

識別記号

F I

H 0 5 H 13/04

H 0 5 H 13/04

S

A 6 1 N 5/10

A 6 1 N 5/10

D

G 2 1 K 5/04

G 2 1 K 5/04

D

審査請求 未請求 請求項の数6 F D (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平9-33106

(22) 出願日 平成9年(1997) 1月31日

(71) 出願人 000000974

川崎重工業株式会社

兵庫県神戸市中央区東川崎町3丁目1番1号

(72) 発明者 横山 稔

千葉県野田市二ツ塚118番地 川崎重工業株式会社野田工場内

(72) 発明者 河合 正之

千葉県野田市二ツ塚118番地 川崎重工業株式会社野田工場内

(74) 代理人 弁理士 関 正治

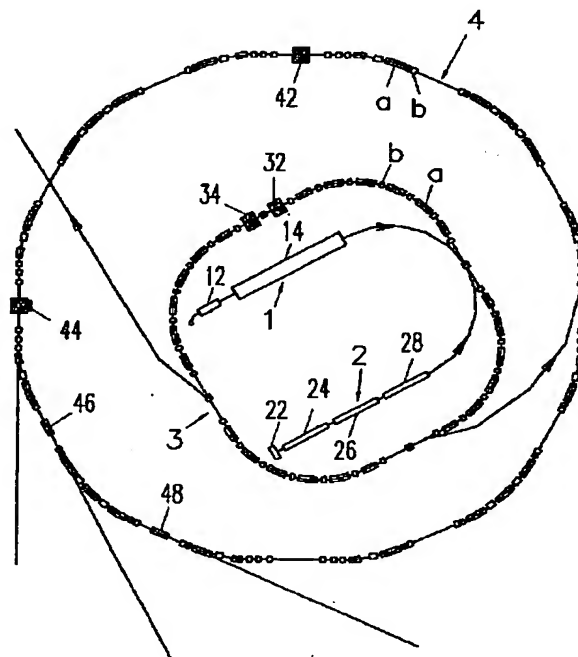
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用粒子加速器

(57) 【要約】

【課題】 放射光とプロトン線の照射が可能な小型の医療用粒子加速器により、特に医療現場に設置してアンジオグラフィー診断とプロトン照射治療を同時に行うことができるようにする。また、その医療用粒子加速器の適切な操作方法を提供する。

【解決手段】 陽子用リニアック1と電子用リニアック2とシンクロトロン3と電子貯蔵リング4とを備え、シンクロトロン3が周回軌道中に陽子加速空洞34と電子加速空洞32を備えて、陽子用リニアック1から注入される陽子の加速と射出を行って患者に対するプロトン照射を可能とし、かつ電子用リニアック2から注入される電子の加速を行い、電子貯蔵リング4がシンクロトロン3から注入される電子の蓄積とアンジオグラフィー診断用の放射光の発生をするように構成されるとともに、陽子用リニアック1と電子用リニアック2とシンクロトロン3が電子貯蔵リング4の内側に配設されることを特徴とする。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 陽子用線形型加速器と、電子用線形型加速器と、シンクロトロンと、該シンクロトロンから注入される電子の蓄積を行う電子貯蔵リングを備えた加速器であって、前記陽子用線形型加速器と前記電子用線形型加速器と前記シンクロトロンが前記電子貯蔵リングの内側に配設され、前記シンクロトロンが陽子加速管と電子加速管を備え前記陽子用線形型加速器から陽子の注入を受けて陽子の加速と射出を行い前記電子用線形型加速器から電子の注入を受けて電子の加速を行うとともに、前記電子貯蔵リングが該シンクロトロンから注入される電子の蓄積と放射光の発生をすることを特徴とする医療用粒子加速器。

【請求項2】 前記陽子用線形型加速器と前記電子用線形型加速器が前記シンクロトロンの内部に配設されることを特徴とする請求項1記載の医療用粒子加速器。

【請求項3】 前記電子貯蔵リングにアンジオグラフィー診断用の放射光を発生する超電導ウィグラーを設置することを特徴とする請求項1または2記載の医療用粒子加速器。

【請求項4】 前記シンクロトロンが、周長が30ないし110mの範囲内で、電子の加速エネルギーが1.2 GeV以上であって250 MeV付近の陽子の加速エネルギーを発生できることを特徴とする請求項1ないし3のいずれかに記載の医療用粒子加速器。

【請求項5】 前記陽子用線形型加速器により加速された陽子のエネルギーが100 MeV以下であり、前記電子用線形型加速器により加速された電子のエネルギーが30ないし200 MeVの範囲内であることを特徴とする請求項1ないし4のいずれかに記載の医療用粒子加速器。

【請求項6】 請求項1ないし5に記載の医療用粒子加速器において、電子用線形型加速器により電子をシンク\*

$$E^2 \times B \approx 34$$

の関係の有するところが最も効率がよく、アンジオグラフィー用リングは上記の式(1)の左辺が34の前後10%内で設計されることが好ましいとされる。一方、プロトンを用いた医療治療の研究も進められていて、有効な治療には数10 MeVから300 MeVのプロトンビームがあればよいことが分かっており、この為には円形のプロトン加速器が用いられている。これらアンジオグラフィー用の電子貯蔵リング実験施設とプロトンリングはいずれも装置を設置する面積が大きい、ふたつを同時に作用させる技術的思想がなかったこともあり、従来それぞれ独立に設備されていた。

【0004】例えば、デンマークのアーフス(Aarhus)大学が所有するASTRIDと呼ばれる貯蔵リングには、プロトン等を加速するイオン加速用シンクロトロンの機能が付加されている。しかし、貯蔵リングのエネルギーが600 MeVであるため、現状の技術で可能な

\* ロトロンに注入して電子を加速し、加速された電子を電子貯蔵リングに蓄積した後で、陽子用線形型加速器により陽子をシンクロトロンに注入して陽子加速管により陽子を加速することにより、高速電子と高速陽子を同時に得るようにすることを特徴とする医療用粒子加速器の運転方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、放射光と陽子を利用した医療に用いる医療用粒子加速器に関し、特にアンジオグラフィー診断など自由電子からの放射光を利用した医療と陽子線照射治療など高速陽子を利用した医療のいずれにも用いることができる医療利用粒子加速器に関する。

## 【0002】

【従来の技術】放射光は、医学、化学、生物学、物理学の分野、あるいはリソグラフィ等の半導体分野での応用が目され、各放射光利用施設で実験されている。なかでも医学分野での応用は最も期待されており、特に心臓冠状動脈の診断に用いるアンジオグラフィーについては日本の高エネルギー物理学研究所(KEK)等において実証研究がなされている段階にある。アンジオグラフィーは、ヨウ素を造影剤として血液中に注入し、33 keV付近にあるヨウ素のK吸収端を挟んだ質量吸収係数の差を利用して、この前後の波長を有する2種のX線を照射して取得する画像間の差分を求めることにより、心臓冠状動脈の映像を得る方法である。

【0003】アンジオグラフィーに用いる約33 keVにピークを持つ放射光を得るためには、電子貯蔵リングに蓄積する電子ビームあるいは陽電子ビームのエネルギーE (GeV)とリングに設置した挿入光源の磁場強度B (T)が、

## (1)

20 Tの超電導電磁石を用いて挿入光源を構成しても式(1)を満足させることはできない。したがって、33 keV付近の放射光出力効率が非常に悪くアンジオグラフィー用を使用することは適当でない。

【0005】また、スイスの欧州原子核研究センター(CERN)では、設備上の面積効率を考慮して電子貯蔵リングとプロトンリングの両方を複合的に配置して粒子の衝突実験を行えるようにしたLEP(ラージエレクトロンポジトロンコリダー)と呼ばれるリングを所有している。LEPに高エネルギーの電子、陽電子あるいは陽子を入射するためこれら粒子を発生し加速する装置を備えている。LEPに粒子を供給する加速装置の最終段のシンクロトロンをSPS(スーパープロトンシンクロトロン)と呼ぶ。

【0006】図5は粒子発生部からSPSまでの設備構成を表す概略構成図である。600 MeVリニアックか

ら放射される電子は600MeV電子陽電子アキュミレーター(EPA)に順次送り込む。また、200MeVリニアックから放射される電子線を電子極性変換器において物質に入射させて陽電子線に変換して600MeVリニアックの加速管で加速してEPAに順次送り込む。EPAでは送り込まれた電子あるいは陽電子を蓄積して所定の量の電子ビームが形成される。電子ビームは次に電子エネルギーで3.5GeVまで加速できるプロトンシンクロトロン(PS)で加速してSPSに注入する。SPSでは電子あるいは陽電子をさらに20GeVまで加速して、図示しないLEPに入射する。電子と陽電子はLEPのリング中の僅かにずれた周回軌道を対向方向に高速で周回しており、適当なタイミングで両者の軌道を同一位置にすることにより電子と陽電子の衝突を起こすことができる。

【0007】CERNでは、また陽子を発生する陽子リニアックを備え、発生した陽子を50MeVまで加速してプロトンシンクロトロンブースター(PSB)に注入することができるようにしてある。PSBで80MeVまで加速された陽子はPSに注入され、さらに10GeV程度まで加速される。PSで加速された陽子ビームは反陽子生成等の物理実験に用いると共に、さらに大型のSPSに入射させて400GeVまで加速して、これを取り出してより高度な物理実験に用いられる。このように、CERNの衝突型リングLEPは、陽子リニアック、電子リニアック、シンクロトロンを備えており、シンクロトロンには電子と陽子の両方を周回させることができるように構成されている。

【0008】しかし、SPSは物理学的見地からの粒子の衝突実験という先進的な物理学の研究を目的とするものであるから、アキュミレーションリング、ブースターシンクロトロン、プロトンリングの与えるエネルギーが大きく、またEPA、PS、SPSそれぞれの周長は120m、600m、7kmと極めて大きいばかりでなく、アキュミレーションリングやブースターシンクロトロンはプロトンリングの外側に配設されているため、設備全体の面積が極めて大きいものとなっている。

【0009】このようにCERNのシンクロトロンSPS等は、アンジオグラフィー用放射光発生装置や医療用プロトン発生装置として必要とされる3.2GeVより遥かに大きなエネルギーを扱うものとして適正化された装置となっており、また医療の現場で要求されるような面積効率を問題にすることもない。以上のように、アンジオグラフィー専用の貯蔵リングあるいはシンクロトロンと医療用のプロトンリングを併設した小型の医療現場に設置が可能な医療用設備の例は未だ見られず、また現状の設備に手を入れて医療用設備にすることも困難である。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】そこで、本発明の解決

しようとする課題は、放射光とプロトン線の照射が可能な小型の装置を提供することであり、特に医療現場に設置してアンジオグラフィーを用いた診断とプロトン照射による治療を行うことができる小型の医療用粒子加速器を提供することであり、また、その医療用粒子加速器の適切な操作方法を提供するところにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、本発明の加速器は、陽子用線形型加速器(リニアック)と、電子用線形加速器(リニアック)と、シンクロトロンと、そのシンクロトロンから注入される電子の蓄積を行う電子貯蔵リングとを備えた加速器であって、陽子用線形型加速器と電子用線形型加速器とシンクロトロンが電子貯蔵リングの内側に配設されることを特徴とする。さらに、シンクロトロンが周回軌道中に陽子加速管と電子加速管を備え、陽子用線形型加速器から陽子の注入を受けて陽子の加速と射出を行い、電子用線形型加速器から電子の注入を受けて電子の加速を行うとともに、電子貯蔵リングがシンクロトロンから注入される電子の蓄積と放射光の発生をすることを特徴とする医療用粒子加速器である。

【0012】なお、陽子用線形型加速器と電子用線形型加速器をシンクロトロンの内側に配設するようにしてもよい。また、電子貯蔵リングに超電導ウィグラーを設置してアンジオグラフィー診断用の放射光を発生するようにすることが好ましい。さらに、シンクロトロンは、周長が30ないし110mの範囲内に形成し、電子の加速エネルギーが1.2GeV以上であって250MeV付近の陽子の加速エネルギーを発生できるように構成することが好ましい。また、陽子用線形型加速器により加速された陽子のエネルギーが100MeV以下であり、電子用線形型加速器により加速された電子のエネルギーが30ないし200MeVの範囲内であることが好ましい。

【0013】上記課題を解決するため、本発明の医療用粒子加速器の運転方法は、まず電子用線形型加速器を運転して発生する電子をシンクロトロンに注入し、シンクロトロンにより電子を所定エネルギーまで加速し、加速された電子を電子貯蔵リングに注入し蓄積した後で、陽子用線形型加速器を運転して発生した陽子をシンクロトロンに注入して陽子加速管により陽子を加速することにより、高エネルギー電子と高エネルギー陽子を同時に得るようにすることを特徴とする。

【0014】本発明の医療用粒子加速器によれば、1組の加速器を用いることにより、電子貯蔵リング中を周回する電子により放射光を得て患部の診断を行うとともに、別途に改めてシンクロトロンに注入されシンクロトロンを周回して加速された陽子を患部に照射して治療を行うことができる。このようにひとつのシンクロトロンを電子と陽子に共用するためシンクロトロンを1基節約

ができる。また、設備上最も大きな面積を必要とする電子貯蔵リングの内側に他の主要な要素を収納するため、貯蔵リングを収容できる敷地があれば設備を設けることができ、粒子加速器を医療現場に設置して利用することがより容易になる。

【0015】なお、電子貯蔵リングの内側に配設されたシンクロトロン3の内側に陽子用線形型加速器と電子用線形型加速器を配設することにより、より単純で調整の容易な構造を得ることができる。なお、これら加速器のいずれかあるいは一方をシンクロトロン3の外側に配置した場合にはより大型で出力の大きな加速器を設備することができるという利点が生ずる。また、電子貯蔵リングに超電導ウィグラーを設置して所定の波長の放射光を発生させるようにするとアンジオグラフィーにより心臓冠状動脈の鮮明な画像を得ることができ、医者の正確な診断を補助することができる。

【0016】さらに、アンジオグラフィーに使用できるようにシンクロトロン3の周長を30ないし110mの範囲内に形成し、電子の加速エネルギーを1.2GeV以上とすれば、特別な付加装置を用いなくとも同じシンクロトロンを利用して陽子の加速エネルギーを250MeV付近まで可能にすることが比較的容易になる。陽子用線形型加速器により加速される陽子エネルギーが100MeV以下であり、電子用線形型加速器により加速される電子のエネルギーが30ないし200MeVの範囲内であれば、シンクロトロンにおいて十分効率よく加速することができる。また、本発明の医療用粒子加速器の運転方法によれば、はじめに電子貯蔵リング中に電子ビームを形成してから、不要になったシンクロトロン中に陽子を周回させるから、放射光と陽子をそれぞれ別々に医療に用いる場合はもちろん同時に一人もしくは複数の患者に使用することも可能となる。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る医療用粒子加速器を、図面を用い実施例に基づいて詳細に説明する。図1は本発明の1実施例を示す医療用粒子加速器システムの配置図、図2は本実施例の医療用粒子加速器の運転手順を示すフローチャート、図3と図4はそれぞれ本発明の別の実施例を示す医療用粒子加速器のシステム配置図である。

【0018】図1において、1は陽子用リニアック、2は電子用リニアック、3はシンクロトロン、4は電子貯蔵リングである。陽子用リニアック1と電子用リニアック2はシンクロトロン3の内側に配設され、シンクロトロン3は電子貯蔵リング4の内側に配設されている。このため、装置の主要部分は全て貯蔵リング4の内部に収納される形になっていて、全体として貯蔵リングより広い設置面積を必要としない。

【0019】陽子用リニアック1は陽子発生器12と陽子加速器14から構成され発生器で発生する陽子ビーム

を陽子加速器14で100MeV程度までの例えば15MeVなど所定のエネルギーを与えてシンクロトロン3に注入する。電子用リニアック2は電子銃(ガン)22と3基の高周波(RF)加速器24、26、28から構成され、ガン22から射出される電子ビームを3段のRF加速器で30~200MeVの範囲内の、例えば150~170MeVなど、所定のエネルギーを与えて所定の速度にしてシンクロトロン3に注入する。

【0020】シンクロトロン3は、偏向角15度の2極偏向電磁石a6基と各偏向電磁石の間に配設された4極電磁石bからなり荷電粒子に90度の偏向角を与えるユニットを4つ組み合わせて周回軌道を形成した円形加速器であり、入射された陽子あるいは電子もしくは陽電子を円形軌道に保って加速する。必要に応じて6極電磁石を配置してもよい。

【0021】シンクロトロン3には、電子ビーム加速用の高周波電子加速空洞32と陽子ビーム加速用の高周波陽子加速空洞34が設備されている。電子は入射エネルギーで粒子速度がほぼ光速であるため粒子の回転周波数が加速と共に殆ど変化しないのに対して、陽子の場合に入射エネルギーでは速度が遅く加速とともに回転周波数が変化するので高周波電場の周波数を変調する必要があることから、それぞれに適した加速空洞を備えるようにしたものである。このようにして、周長68mのシンクロトロンで、電子が例えば2.2GeVまで加速され、陽子が300MeVまで加速されるようになっている。

【0022】所定の速度まで加速されたプロトンビームはシンクロトロン中に設けたプロトン射出用偏向電磁石でシンクロトロン外に放射し、患者の患部に照射させたりして医療に利用する。また、所定の速度まで加速された電子ビームは移送のための偏向電磁石によりシンクロトロン3から取り出して貯蔵リング4に注入される。

【0023】電子貯蔵リング4は、相対的速度で周回する電子ビームからアンジオグラフィーに用いる33keV付近のX線放射光を得るためのもので、構造的にはシンクロトロン3と同様に偏向電磁石aと4極電磁石bからなる4組の周期磁石配列により円形軌道が構成されている。各周期磁石配列は、中心となる偏向磁石の中心から左右対称に順次、4極電磁石、偏向電磁石、4極電磁石、4極電磁石、4極電磁石、4極電磁石、偏向電磁石、4極電磁石、偏向電磁石、4極電磁石、4極電磁石、4極電磁石と配設されている。偏向電磁石は電子ビームを15度ずつ偏向させ、最外側の偏向電磁石は他のものの丁度半分の長さを持っていて電子を7.5度偏向させるので、1組の周期磁石配列は電子ビームを合計90度偏向させる。

【0024】貯蔵リング4の周期磁石配列同士の間、放射損失により失うエネルギーを補うための加速電圧を供給するRF加速空洞42が備えられている。また、放

射光を発生させるための挿入光源として超電導ウィグラー44が周期磁石配列同士の間の直線部に配設されている。また、永久磁石を用いたアンジュレータ46、48が周期磁石配列中の4個連続して配設される4極電磁石の中間に設けられている。超電導ウィグラー44から放射されるX線は患者の心臓部分に照射して行うアンジオグラフィー診断に用いられる。

【0025】超電導ウィグラー44における磁場強度は、現状の技術水準における超電導磁場の限界が20T\*

$$E = 0.3B \times \rho$$

の関係があることは知られている。電子貯蔵リング4に電子を注入するシンクロトロン3のエネルギーは、貯蔵リングのエネルギーに対応して1.2GeV~4GeVの範囲にあれば十分である。そこで、常伝導電磁石は磁場強度と印加電流の関係の線形性がよい範囲が1.5T程度までであることを考慮しこの式を適用すると、シンクロトロン3に用いる偏向電磁石aの曲率半径ρは2.6m~9mが適当であることがわかる。シンクロトロン※

$$E = 0.3B \times \rho / (1 - 1/\gamma^2)^{1/2}$$

の関係が成立する。式(3)によれば、上記の電子加速用に設計された曲率半径ρが2.6m~9mのシンクロトロン3をプロトンシンクロトロンとして使用すると、磁場強度が1.5Tのときに、静止エネルギーを除いた運動エネルギーが560MeV~3.2GeVとなる。従って、上記の電子用シンクロトロンをプロトンシンクロトロンとして用いて偏向電磁石aの磁場強度を調整し、プロトンの加速と同調するようにプロトン加速空洞34のRF周波数を変調することにより、たとえばガンの治療に有効なプロトン照射が必要とされる250MeVまでのプロトンビームを容易に発生させることができる。

【0028】なお、図1の実施例の場合のように平均直径10m~35mのシンクロトロン3の内側に陽子リニアック1と電子リニアック2を設置するためには、各リニアックの長さは輸送系のスペースを考慮しても5m~30mとすることができる。このように、本発明の医療利用粒子加速器は、アンジオグラフィー専用の貯蔵リング4と、電子ビームのブースター用と医療用プロトンビーム発生用を兼ねたシンクロトロン3を併存させた小型の医療用粒子加速器となる。

【0029】なお、本発明の医療用粒子加速器は、アンジオグラフィー診断とプロトンビーム照射のいずれに使用してもよいが、貯蔵リング4に必要な電子ビームを貯蔵すると同時にシンクロトロン3にプロトンビームを貯蔵して、同時にあるいは独立に2つの医療行為を行うようにすることができる。図2は、貯蔵リング4とシンクロトロン3を同時に運転するための手順を説明したフローチャートである。

【0030】運転を開始する時には(S101)、まず電子銃22やRF加速器24、26、28を起動して電

\*程度であり、常伝導より大きい場合に超電導採用の意義が生ずることを考慮に入れると、3T~20Tの範囲にあると考えてよい。そこで、超電導ウィグラーの磁場強度と上述の式(1)を考慮すると、電子貯蔵リング4のエネルギーは1.2GeVから4GeVの範囲にあり、低いエネルギーであれば貯蔵リングの周長も短くてよい。

【0026】シンクロトロン3の電子エネルギーE(GeV)と磁場強度B(T)と曲率半径ρ(m)の間には、

$$(2)$$

※には収束電磁石や入射部の偏向電磁石などリングを形成する偏向電磁石以外の要素も必要であることを考慮すると、リングの周長は32m~110m程度、平均直径は10m~35m程度になる。

【0027】一方、電子と比較して重い陽子については、上記の式(2)にローレンツファクターγを加味した

$$(3)$$

子用リニアック2を運転し、電子ビームを発生させ30MeV~200MeVのエネルギーを与えてシンクロトロン3に注入する(S102)。この時、シンクロトロン3におけるRF電子加速空洞32を運転し電子ビームを蓄積すると共に1.2GeV~4GeVまで加速する(S103)。所定のエネルギーに達した電子ビームは貯蔵リング4に注入して貯蔵する(S104)。貯蔵リング4内に電子ビームが所要量まで蓄積された後は、貯蔵リング4の運転を継続すると共に、電子用リニアック2を停止し、シンクロトロン3の電子加速空洞34を停止する(S105)。

【0031】次に、陽子用リニアック1を運転し、陽子ビームを発生させエネルギー20MeVまで加速する(S106)。今度はシンクロトロン3におけるRF陽子加速空洞34を運転し、徐々に周波数を上昇させてシンクロトロン中を周回する陽子ビームのエネルギーを250MeVまで増加させる(S107)。このようにして、貯蔵リング4中に電子ビームが周回し、シンクロトロン中にプロトンビームが周回しているようにする。

【0032】貯蔵リング4に挿入した超電導ウィグラー挿入光源44で発生させる放射光の照射位置に患者を位置せしめてアンジオグラフィー診断をする。放射により減少する電子ビームのエネルギーはRF加速空洞42により補充されるので、長時間にわたり多数回の照射が可能である。また、シンクロトロン中のプロトンビームは必要とときにパルス磁石により取り出されてビームの照射位置に位置せしめられた患者の患部に照射されて、治療効果を発揮する。(S108)。蓄積された電子ビームの量あるいは質が劣化すると運転を停止して(S109)、再度電子ビームを蓄積する。

【0033】図3と図4は、本発明の別の実施例を示す

医療用粒子加速器システム配置図である。図では図1と同じ機能を有する要素について同じ参照番号を付すことにより説明を省略あるいは簡約化した。図3は陽子用リニアック1を貯蔵リング4の内側でシンクロトロン3の外側に配設した場合を示す。貯蔵リング4の径はシンクロトロン3の径より大きいので、このように配置することにより、図1の配置と比較してより大きなリニアックを用いることができるようになる。勿論、陽子用リニアック1の代わりに電子用リニアック2をシンクロトロン3の外側に配設してもよい。

【0034】また、図4は陽子用リニアック1と電子用リニアック2の両方を貯蔵リング4とシンクロトロン3の間に配設した場合を示す。このように配設してもより大型のリニアックを採用することができるようになるのは明らかである。なお、電子と陽子の極性は反対であるから、陽子用リニアック1の射出方向と電子用リニアック2の射出方向とが対峙する形となってシンクロトロン3に導入され、互いに反対の方向に周回するようになっているが、電子に代えて陽電子を用いる場合は、陽子も同じ方向からシンクロトロンに注入して同じ方向に周回するように配設することが好ましい。

【0035】上記実施例では、シンクロトロンや貯蔵リングの構成要素の形状や組み合わせを含めて、諸元に具体的な数値を適用したものとして説明しているが、これらの形状や数値は発明の理解を容易にするために使用したものであって設計上の選択に過ぎず、当業者ならば発明の技術的思想に基づいて他の適当な形状や値を選択して組み合わせることができることは言うまでもない。また、全ての装置が同じ平面内にある必要はなく、例えば一部を地下に設置してもよいことは言うまでもない。なお、両リニアックからの電子や陽電子あるいは陽子のビームをそのまま各種の実験に用いるようにすることもできる。

【0036】

\*【発明の効果】以上詳細に説明した通り、本発明の医療用粒子加速器は、アンジオグラフィー診断とプロトン照射治療を同時に行うことができる小型の医療用粒子加速器であって、従来同じ目的で使用する粒子加速器と比較してシンクロトロンが1基少なく経済的に建設することができるばかりでなく、格段に小さな敷地に設置できるようになった。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の1実施例を示す医療用粒子加速器システムの配置図である。

【図2】本発明の医療用粒子加速器の運転手順を示すフローチャートである。

【図3】本発明の別の実施例を示す医療用粒子加速器システム配置図である。

【図4】本発明のさらに別の実施例を示す医療用粒子加速器システム配置図である。

【図5】従来の電子陽子併用型シンクロトロンの例を示す加速器のシステム構成図である。

【符号の説明】

1 陽子用リニアック

12 陽子発生器

14 陽子加速器

2 電子用リニアック

22 電子銃22

24、26、28 高周波(RF)加速器

3 シンクロトロン

32 高周波電子加速空洞

34 高周波陽子加速空洞

4 電子貯蔵リング

42 高周波電子加速空洞

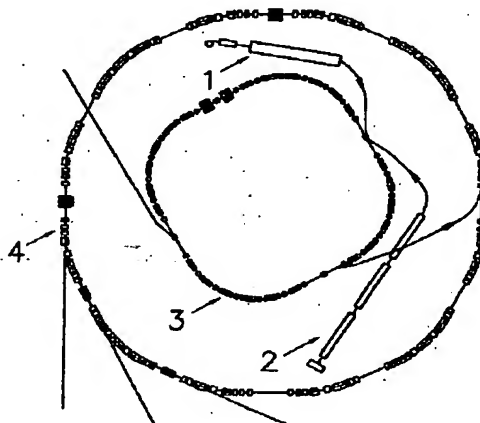
44 超電導ウィグラー

46、48 アンジュレータ

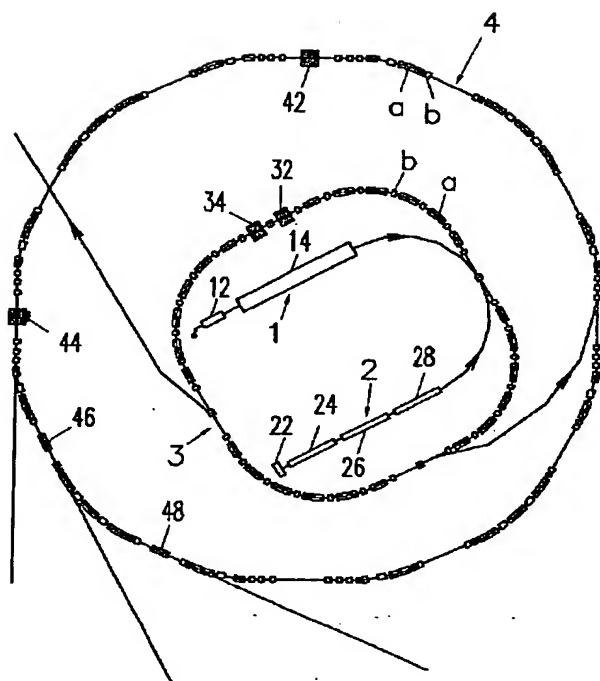
a 偏向電磁石

b 4極電磁石

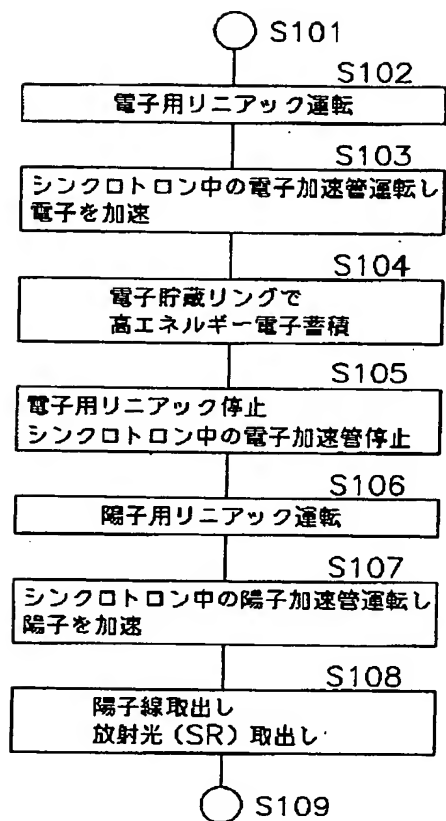
【図4】



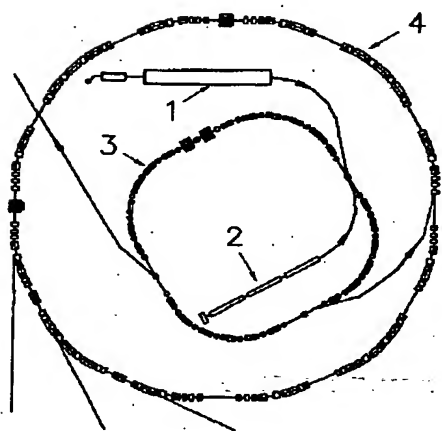
【図1】



【図2】

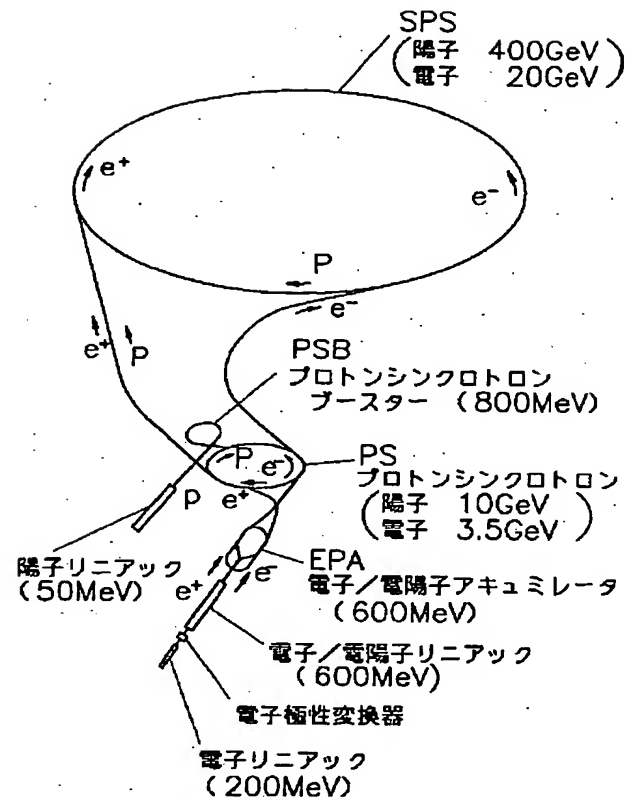


【図3】





【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 コルチュガノフ・ウラジミル  
ロシア連邦ノボシビルスク市アカデミカ・  
ラブレネバ通り11番 インスティトゥー  
ト・ヤデルノイ・フィジーキ・イーエム・  
ゲー・イー・ブドケラ内

## \* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

## CLAIMS

## [Claim(s)]

1. It is the radiation therapy system which is a radiation therapy system for treating a patient, is equipped with the equipment made to generate the 1st subatomic particle and the 2nd subatomic particle, and is characterized by this equipment turning said both subatomic particles to the selected target located in the interior of a patient.
2. Said system is a system according to claim 1 characterized by turning said both subatomic particles to the selected target located in the interior of a patient at coincidence.
3. Said system is a system according to claim 1 characterized by turning said 1st subatomic particle and said 2nd subatomic particle to the selected target located in the interior of a patient in order.
4. Said equipment is a system according to claim 1 characterized by having the nozzle which emits at least one side among said subatomic particles.
5. It is the system according to claim 1 which said 1st subatomic particle is a proton, and is characterized by said 2nd subatomic particle being a neutron.
6. It is the system according to claim 5 which forms said subatomic particle beam and is characterized by less than about 10% of the elementary particle in this beam being a neutron.
7. Said neutron is a system according to claim 6 characterized by generating from a neutron source corresponding to the part which collides with a neutron source among said protons.
8. It is the system according to claim 7 which said equipment is equipped with the nozzle which emits a proton, and is characterized by said neutron source consisting of a beryllium plate inserted between the nozzle and the patient.
9. Said beryllium plate is a system according to claim 8 characterized by having the thickness chosen so that a beam might consist of only neutrons which said proton collided with the beryllium plate, consequently generated.
10. It is the system according to claim 1 characterized by for at least one side being a proton among said subatomic particles, and this proton having the energy level chosen as near the target location showed a Bragg peak.
11. Said system is a system according to claim 1 which is further equipped with the gantry which arranges said nozzle so that the direction of the nozzle to a target location may become plurality, and is characterized by turning a subatomic particle to a target location from the direction of either of two or more sense of said nozzle.
12. It is Multi-Elementary-Particle Beam Therapy System for Treating Patient. The proton beam system by which the proton beam which has the selected energy level is generated, and a proton beam is emitted in the direction of the target isocenter inside a patient from a nozzle, It could insert among said nozzles and said patients, and has the neutron source arranged in the 1st location at the path of said proton beam. Said neutron source The multi-elementary-particle beam therapy system characterized by the elementary-particle beam which consists of a neutron which is made to generate two or more neutrons corresponding to the proton beam which collides with a neutron source, consequently flows in the direction of said target isocenter arising.
13. Said elementary-particle beam is a system according to claim 9 characterized by including further the proton which flows in the direction of said target isocenter.
14. Said proton beam is a system according to claim 12 characterized by having the energy level chosen as the proton in said multi-elementary-particle beam showed a Bragg peak near said target isocenter.
15. Said proton beam system Source of a proton Accelerator which accelerates a proton from this source of a proton to the energy level of a request of reception and a proton Beam transport system for transmitting the accelerated proton System according to claim 12 characterized by having the therapy station from which said accelerated proton is taken out from said beam transport system to reception, and said accelerated proton is taken out out of a nozzle.
16. Said proton beam system is a system according to claim 12 characterized [ where it has the gantry system, said nozzle can rotate now to the circumference of an axis by this, said proton beam is emitted out of said nozzle, and plurality differs to said target isocenter ] by going to a target isocenter from rotation.
17. It is the system according to claim 16 characterized by said neutron source maintaining said first location to the nozzle pinched between the nozzle and the patient when it moves in the rotation direction in which said neutron source is attached in said nozzle, and said nozzles differ to a target isocenter.
18. Said neutron source is a system according to claim 17 characterized by the ability to move to said the 1st inside or outside of a location to a nozzle alternatively.
19. It is the system according to claim 12 characterized by colliding with the neutron rich matter as said neutron source consists of pieces of the neutron rich matter arranged in said 1st location and said proton beam collides with the atom with which some protons which constitute a proton beam constitute the neutron rich matter, and for a neutron being released from said neutron rich matter by this, and forming said multi-particle beam.
20. Said piece of the neutron rich matter is a system according to claim 19 characterized by consisting of pieces of beryllium.

21. It is the system according to claim 14 characterized by equipping said neutron source with the bracket, combining this bracket with said nozzle of a proton beam system, and this bracket holding said piece of the neutron rich matter in said 1st location.
22. Said piece of the neutron matter is a system according to claim 19 characterized by having the thickness beforehand chosen so that said multi-elementary-particle beam might be generated in the ratio of the request of a neutron to a proton.
23. Said multi-elementary-particle beam is a system according to claim 22 characterized by including less than 10% of neutron.
24. Said piece of the neutron rich matter is a system according to claim 23 characterized by the ability to obtain the multi-elementary-particle beam from which the ratio of a neutron to a proton differs by having two or more sections where thickness differs, and applying said proton beam to the section into which it differs in the piece of the neutron rich matter.
25. The proton in said multi-elementary-particle beam is a system according to claim 19 characterized by flowing towards said target isocenter and showing a Bragg peak in a target isocenter.
26. The neutron in the multi-elementary-particle beam emitted from said neutron rich matter is a system according to claim 25 characterized by spreading in the direction of said target isocenter according to Gaussian distribution.
27. It is the system according to claim 26 which said 1st location is located immediately near the patient, and is characterized by spreading said neutron to the field near [ said ] a target isocenter through a patient's body.
28. The radiation therapy approach characterized by having the orientation step which turns to the common target in a patient the energy which consists of at least two kinds of subatomic particles.
29. It is the approach according to claim 28 which said orientation step makes generate the beam which consists of an elementary particle, and is characterized by sending said two kinds of elementary particles to a patient at coincidence.
30. Said orientation step is an approach according to claim 28 characterized by orienting the mixed beam of a proton and a neutron.
31. Said orientation step is an approach according to claim 29 characterized by restricting a mixed beam to less than 10%.
32. Said orientation step Step which generates a proton beam Approach according to claim 30 characterized by equipping some protons in a proton beam with the step which turns a proton beam to a neutron source so that a neutron may be emitted out of a neutron source in said neutron source.
33. Said neutron source is an approach according to claim 32 characterized by consisting of neutron rich matter.
34. Said neutron rich matter is an approach according to claim 33 characterized by consisting of a plate of beryllium.
35. It is the approach of treating the cell near [ which is locate in a patient's inside of the body ] a target isocenter. Step which generates the proton beam which has the preselected energy level Approach characterize by having the step which turns said proton beam to a neutron source, is make to generate the multi-elementary particle beam which consists of a proton and a neutron, and applies this multi-elementary particle beam to said target isocenter.
36. Step which generates said proton beam Step which generates two or more protons Step accelerated to the energy level of a request of these two or more protons Approach according to claim 35 characterized by having turned two or more accelerated protons to the nozzle, and having the step which said two or more protons leave from a nozzle as said proton beam.
37. Step Which Generates Said Multi-Elementary-Particle Beam The piece of the neutron rich matter is arranged in the 1st location of Hazama of said nozzle and said target isocenter inside a patient. by orienting said proton beam, applying said beam to the neutron rich matter, and colliding with the atom with which said some of protons in said proton beam constitute the piece of the neutron rich matter The approach according to claim 36 characterized by emitting a neutron in the direction of a target isocenter from the piece of the neutron rich matter.
38. Said step which arranges the piece of the neutron rich matter in the 1st location A bracket is attached in said nozzle. It is the approach according to claim 37 which attaches the piece of beryllium in this bracket, and is characterized by the piece of beryllium being near the patient substantially in said 1st location.
39. The proton in said beam is an approach according to claim 38 characterized by showing a Bragg peak near [ said ] a target isocenter.

---

[Translation done.]

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☒ BLACK BORDERS

☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

☐ FADED TEXT OR DRAWING

☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

☐ SKEWED/SLANTED IMAGES

☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

☐ GRAY SCALE DOCUMENTS

☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**